

Load-deflection characteristics of superelastic nickel titanium wire

Papatpong Phermsang-ngarm*, Chairat Charoemratrote*

Abstract

Background: When leveling severe crowded teeth with nickel titanium (NiTi) wire, the more severity of displacement, the higher force the wire exerts. After force application, periodontal ligament (PDL) compression occurs within the width of PDL space of 0.5 mm. Therefore, the force magnitude at 0.5 mm after deactivation is critical. If the force is high at this point, the hyalinization will occur. Resulting in high chance of root resorption and periodontal destruction.

Objectives: The study was designed to determine the natural characteristics of load-deflection rate of superelastic NiTi in different amount of deflection at 0.5 mm after deactivation.

Methods: The three-bracket bend test was performed with an Intron universal testing machine (AMETEK Lloyd Instrument Ltd., Hampshire, UK) in an environment of 37 Co with the 10 N load cell and the crosshead speed of 1 mm/ min. Two brackets with 8 mm apart were bonded on an acrylic block and the central one was bonded on the acrylic crosshead. Superelastic NiTi (SuperElastic Regular Force, Highland Metals) with the diameter of 0.012” were tested at the deflection of 1, 2 and 3 mm.

Results: No hysteresis presented at 1 mm deflection. When amount of deflections increased, the wires showed hysteresis. At 0.5 mm after deactivation, the mean force from 1, 2 and 3 mm deflection are 89 g, 154 g and 124 g, respectively.

Conclusion: Even though, the superelastic properties are presented, forces produced from superelastic NiTi are considerably high and might be harmful for initial tooth movement. The use of superelastic NiTi with caution is recommended.

Keywords: Load-deflection, Light, Forces, Leveling, superelastic nickel titanium wire

*Department of Preventive Dentistry, Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University, Songkla, Thailand

Introduction

Initial leveling arch wire should provide light and continuous forces to produce the effective tooth movement and reduce the risk of harming periodontium.¹⁻³ Profit et al.⁴ proposed the optimum force magnitudes for tooth movements. For tipping, rotation and extrusion tooth movement, the recommended force is 35-60 g. For bodily, root up righting and intrusion movements, the recommended forces are 70-120 g, 50-100 g and 10-20 g, respectively. Therefore, in leveling and aligning phase, various types of tooth movement occurred, especially the tipping, extrusion and intrusion. Consequently, the forces for initial leveling stage should be kept as low as possible. Nowadays, Nickel Titanium (NiTi) wire has been widely used for initial alignment due to its properties of shape memory, superelasticity, biocompatibility, resistance to corrosion, low elastic modulus leads to a low load-deflection ratio and a wide elastic working range which provides a desirable force level and better control of force magnitude.⁵⁻⁸ However, when leveling severe crowded teeth with NiTi wire, the more severity of displacement, the higher force the wire exerts.

In human, the periodontal ligament (PDL) width is around 0.15 – 0.38 mm.⁹ After force application, PDL compression occurs within the width of PDL space, of approximately 0.5 mm. Therefore, the force magnitude at 0.5 mm after deactivation is critical. If the force is high at this point, the hyalinization will occur. Resulting in high chance of root resorption and periodontal destruction.^{3, 10, 11}

In order to examine the mechanical properties of arch wire, the three-point bending test have been widely used.^{8, 12, 13} Because it is easy to perform and interpret via the load-deflection characteristics. The aim of this study is to determine the

natural characteristics of load-deflection rate of superelastic NiTi in the different amount of deflection at 0.5 mm after deactivation.

Materials and Methods

To imitate the clinical situation, three-bracket bending tests were carried out with an Intron universal testing machine (AMETEK Lloyd Instrument Ltd., Hampshire, UK) in an environment of 37 Co with the 10 N load cell and the crosshead speed of 1 mm/ min. The three-bracket bending model was consisted of three maxillary incisor conventional brackets with the slot of 0.022". Two brackets with 8 mm apart were bonded on an acrylic block and the central one was bonded on the acrylic crosshead. The 0.012" superelastic NiTi (SuperElastic Regular Force, Highland Metals) with the length of 30 mm were placed in three maxillary incisor brackets with the elastomeric ligatures.

Activation and deactivation forces were obtained from the test at the deflection of 1, 2 and 3 mm. The data was collected at 0.5 mm after deactivation. The samples of this study were 3 wires and each wire was repeatedly tested 3 times and the data were obtained by mean values.

Result

From Figure1, no hysteresis presented at 1 mm deflection. When amount of deflections increased, the wires showed hysteresis. The mean forces from the start of the deactivation at 1, 2 and 3 mm deflection were 2.77, 4.38 and 5.0 N, respectively. When considering the forces at 0.5 mm after deactivation, the mean forces at 1, 2 and 3 mm deflection were 0.89, 1.54 and 1.24 N, respectively.

From Table 1, from the start of deactivation force and at 0.5 mm after deactivation, the mean forces were statistically significance between each

deflection at $p < 0.05$. Forces were higher when the deflection increased.

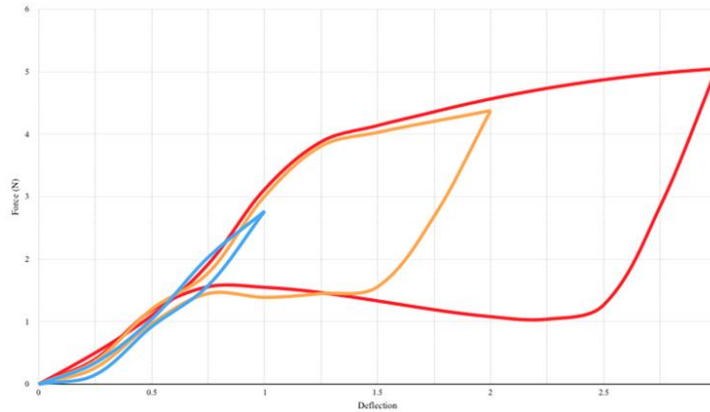


Figure 1 Load-deflection curve of Superelastic NiTi at 1,2 and 3 mm deflection

Discussion

This study was designed to determine the deactivation force at the stage of PDL compression by focusing the forces at the 0.5 mm after deactivation. Furthermore, to mimic the severe crowding situation, the 8 mm interbracket span was carried out. In order to identify the clinical forces, 0.012” superelastic NiTi was studied because of its widely use

in our clinic as an initial leveling arch wire.

The more the deflections increased, the higher the deactivation forces established. From Fig. 1, the hysteresis was not found at 1 mm deflection. Moreover, at 2 and 3 mm deflection, the hysteresis appeared similar to other studies explaining the characteristic of superelastic NiTi from the adequate stress to activate the martensitic transformation.^{6, 8, 13}

Table 1 Deactivation forces at 1, 2 and 3 mm deflection

Load-deflection	Start of deactivation (N)	0.5 mm after deactivation (N)
1 mm	2.77	0.89
2 mm	4.38	1.54
3 mm	5.0	1.24

As previously stated, the optimum forces for tooth movement are 35-60 g for tipping and extrusion and 10-20 g for intrusion⁴. According to Table 1, at 0.5 mm after deactivation at any deflection, indicating the PDL compression, all of the

deactivation forces were higher than 60 g, which can be considered as heavy forces for initial tooth movement and could be the risk of periodontal destruction and root resorption.

From our study, in a severe crowding situation, we recommend to deflect the wire as little as possible or gaining more spaces before engaging arch wire. Fully engaged arch wire in severe crowding situation should be avoided.

Conclusion

1. The properties of superelastic NiTi are presented.
2. Deactivation forces produced from superelastic NiTi are considerably high and might be harmful for initial tooth movement.

References

1. Levander E, Malmgren O. Evaluation of the risk of root resorption during orthodontic treatment: a study of upper incisors. *Eur J Orthod* 1988;10(1):30-8.
2. Brezniak N, Wasserstein A. Orthodontically induced inflammatory root resorption. Part II: The clinical aspects. *Angle Orthod* 2002;72(2):180-4.
3. Weltman B, Vig KW, Fields HW, Shanker S, Kaizar EE. Root resorption associated with orthodontic tooth movement: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137(4):462-76; discussion 12A.
4. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. *Contemporary orthodontics*. 4th ed. St. Louis, Mo.: Mosby Elsevier; 2007.
5. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. *Contemporary orthodontics*. 5th ed. St. Louis, Mo.: Elsevier/Mosby; 2013.
6. Gatto E, Matarese G, Di Bella G, et al. Load-deflection characteristics of superelastic and thermal nickel-titanium wires. *Eur J Orthod* 2013;35(1):115-23.

7. Fernandes DJ, Peres RV, Mendes AM, Elias CN. Understanding the shape-memory alloys used in orthodontics. *ISRN Dent* 2011;2011:132408.
8. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986;90(1):1-10.
9. Nanci A. *Ten Cate's Oral Histology*. Nanci: Elsevier; 2013.
10. Reitan F RP. Biomechanical principles and reactions. In: Graber TM, Vandarsdall RL, editors. *Orthodontics: current principles and techniques*. 2nd ed. St. Louis: Mosby-Year Book. 1994:96-192.
11. L CDaG. The influence of orthodontic movement on periodontal tissue level. *Semin Orthod* 2007;13:234-45.
12. Kusy RP, Stush AM. Geometric and material parameters of a nickel-titanium and a beta titanium orthodontic arch wire alloy. *Dent Mater* 1987;3(4):207-17.
13. Lombardo L, Marafioti M, Stefanoni F, Mollica F, Siciliani G. Load deflection characteristics and force level of nickel titanium initial archwires. *Angle Orthod* 2012;82(3):507-21.

ผู้รับผิดชอบบทความ

ไชยรัตน์ เกลิมรัตน์ รัตน์

ภาควิชาทันตกรรมป้องกัน

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

อ. หาดใหญ่ จ.สงขลา

90110

คุณลักษณะของแรงต่อระยะดัดกลับ ของลวดนิกเกิลไทเทเนียม ชนิดที่มีความยืดหยุ่นสูงพิเศษ

ปภัสพงศ์ เพิ่มแสงงาม*, ไชยรัตน์ เถลิรัตน์โรจน์*

บทคัดย่อ

ในการใช้ลวดนิกเกิลไทเทเนียมเพื่อ เรียงฟันซ้อนเกให้เรียบนั้น เมื่อมีระยะความ ต่างระดับของฟันมากขนาดไหน ก็จะมีผล ต่อขนาดของแรงที่ลวดดัดกลับมีขนาดมากขึ้น โดย หลังจากที่เรทำให้แรงกับลวดคู่ฟันนั้น เอ็นยึดปริทันต์จะถูกกด ที่ ระยะ 0.5 มม. ซึ่งเป็นระยะความกว้างของช่องว่าง เอ็นยึดปริทันต์ ดังนั้นจะเห็นได้ว่าระยะที่ 0.5 มม. หลังจากการให้แรงแก่ ฟันนั้นเป็นระยะ ที่มีความสำคัญมาก โดยถ้าแรงที่จุดนี้มี ปริมาณที่มาก จะส่งผลให้เกิด ไฮยาลินในเซชั่น, การเกิดการละลาย ของราก ฟัน และการทำลายของเนื้อเยื่อปริทันต์ได้

วัตถุประสงค์ การศึกษานี้ออกแบบมาเพื่อคุณลักษณะของแรงต่อระยะดัดกลับของลวดนิกเกิลไทเท- เนียมชนิดที่มีความ ยืดหยุ่นสูง ที่ 0.5 มม. หลังระยะดัดกลับ 1, 2 และ 3 มม.

วัสดุและวิธีการ ลวดนิกเกิลไทเทเนียมชนิดที่มีความ ยืดหยุ่นสูงพิเศษ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.012 นิ้ว ได้ถูกนำมาทดสอบ แรงต่อระยะ ดัดกลับ ภายใต้เครื่อง อินสตรอน ยูนิเวอร์ซอล (Instron Universal Testing machine) ด้วยการทดสอบ แรงดัด แบบ 3 จุด (Three point bending) โดยมีขนาดเซนเซอร์น้ำหนัก 10 นิวตัน ที่ความเร็ว 1 มม. ต่อนาที ภายใต้อุณหภูมิ 37 องศา เซลเซียส ที่ 0.5 มม. หลังระยะดัดกลับ 1, 2 และ 3 มม.

ผลการศึกษา ไม่พบลักษณะ ฮิสเทอรีซิส (Hysteresis) ที่ระยะดัดกลับ 1 มม. แต่แสดง ที่ 2 และ 3 มม. และที่ 0.5 มม. หลัง ระยะดัด กลับ 1, 2 และ 3 มม. มีขนาดของแรงเท่ากับ 89, 124 และ 154 กรัม ตามลำดับ

สรุป ถึงแม้ว่าคุณสมบัติความยืดหยุ่นสูงพิเศษของลวดนิกเกิลไทเทเนียมได้แสดงออกมา ขนาดของแรงยังถือว่ามีความสูง และอาจจะ เป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อปริทันต์ ในการเริ่ม เคลื่อนฟันได้ ดังนั้น การใช้ลวดนิกเกิลไทเท-เนียมชนิดที่มีความ ยืดหยุ่นสูงพิเศษนั้น ควรใช้อย่างระมัดระวัง

คำสำคัญ: ขนาดแรงต่อระยะดัดกลับ, ขนาดเบา, แรง, ทันตกรรมจัดฟัน, การเรียงฟัน, ลวด, นิกเกิลไทเทเนียม

* ภาควิชาทันตกรรมป้องกัน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์